

Rec'd PCT/PTO 27 SEP 2004

PCT/JP03/03287

日 本 国 特 許 庁

JAPAN PATENT OFFICE

18.03.03

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日  
Date of Application:

2002年 3月28日

出 願 番 号  
Application Number:

特願2002-091989

[ST.10/C]:

[JP2002-091989]

出 願 人  
Applicant(s):

オムロン株式会社

REC'D 09 MAY 2003

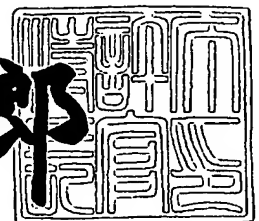
WIPO PCT

PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

2003年 4月22日

特 許 庁 長 官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田信一郎



BEST AVAILABLE COPY

出証番号 出証特2003-3029358

【書類名】 特許願

【整理番号】 1020305

【提出日】 平成14年 3月28日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/022

【発明者】

【住所又は居所】 京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地  
株式会社オムロンライフサイエンス研究所内

【氏名】 久保 大

【特許出願人】

【識別番号】 000002945

【氏名又は名称】 オムロン株式会社

【代理人】

【識別番号】 100064746

【弁理士】

【氏名又は名称】 深見 久郎

【選任した代理人】

【識別番号】 100085132

【弁理士】

【氏名又は名称】 森田 俊雄

【選任した代理人】

【識別番号】 100091409

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 英彦

【選任した代理人】

【識別番号】 100096792

【弁理士】

【氏名又は名称】 森下 八郎

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008693

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 電子血圧計および電子血圧計の血圧測定方法

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 カフを被測定者に取りつけて前記カフを加圧および減圧することにより、前記被測定者血圧を測定する電子血圧計であって、

前記カフの圧迫時の前記被測定者の脈波を検出する脈波検出手段と、

前記脈波検出手段により検出した脈波を基に、前記被測定者の平均血圧を推定する平均血圧推定手段と、

前記被測定者の最低血圧を検出する最低血圧検出手段と、

前記推定された平均血圧、検出された最低血圧および前記脈波の波形から前記被測定者の最高血圧を演算する最高血圧演算手段とを含む、電子血圧計。

【請求項 2】 前記脈波検出手段は、検出した脈波波形の特徴を示した波形パラメータを算出する波形パラメータ算出手段と前記波形パラメータを用いて最低血圧を算出する最低血圧算出手段を含み、

前記平均血圧推定手段は、前記脈波波形パラメータを用いて最高血圧以下でかつ最低血圧以上の任意の範囲に参考圧力点を決定する参考圧力決定手段と、前記参考圧力点に基づいて、動脈内圧波形の平均値と相関する脈波波形パラメータによって推定平均血圧値を算出し、

前記最高血圧演算手段は、前記最低血圧と推定平均血圧とを前記脈波波形の最小値と平均値とに対応させ、前記脈波波形の最大値点に対応する値を演算することによって、最高血圧を決定する、請求項 1 に記載の電子血圧計。

【請求項 3】 前記動脈内圧波形に対する検出波形の歪み分が最高血圧の算出に与える誤差を打消すように前記脈波波形パラメータを補正する波形歪み補正手段を含む、請求項 2 に記載の電子血圧計。

【請求項 4】 前記波形歪み補正手段は、前記カフによる圧迫時の動脈内圧と血管容積の関係を表わす脈波波形パラメータに基づいて補正する、請求項 3 に記載の電子血圧計。

【請求項 5】 前記平均血圧推定手段は、脈波振幅が最大となるカフ圧を推定平均血圧値とする、請求項 2 ～ 4 のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項6】 前記平均血圧推定手段は、脈波振幅包絡線の頂点部分の面積に基づいて演算により推定平均血圧値を決定する、請求項2～4のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項7】 前記平均血圧推定手段は、脈波立上がり点付近の急峻さを表わす波形パラメータに基づいて前記推定平均血圧値を決定する、請求項2～4のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項8】 前記カフ圧を変化させても脈波振幅変化が少ないカフ圧領域の有無を検出する振幅平坦部検出手段を備え、

前記振幅平坦部検出手段が、脈波振幅変化が少ないカフ圧領域内に脈波振幅が最大となる推定平均血圧値が存在することを検出した場合に、これを棄却し、

脈波振幅包絡線の頂点部分の面積に基づいて演算により求めた推定平均血圧値および脈波立上がり点付近の急峻さを表わす波形パラメータの特徴点に基づいて求めた推定平均血圧値の一方または両方に基づいて最高血圧を決定する、請求項2～4のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項9】 前記最高血圧演算手段は、測定中に得られた複数拍の脈波波形毎に最高血圧を算出し、これら複数の最高血圧値の平均値を最終的な最高血圧値とする、請求項2～8のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項10】 前記最高血圧演算手段は、測定中に得られた複数拍の脈波波形毎に最高血圧を算出し、これらの結果を脈波発生時のカフ圧範囲で複数のクラスに分類しクラス毎の平均値に重み付けした演算によって測定結果となる最高血圧値を決定する、請求項2～8のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項11】 測定中に得られた複数拍の脈波波形毎に最高血圧を算出し、複数の最高血圧値の変動状態を表示する血圧変動範囲表示手段を備えた、請求項2～8のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項12】 カフを被測定者に取りつけて前記カフを加圧および減圧することにより、前記被測定者血圧を測定する電子血圧計の血圧測定方法であって

前記カフの圧迫時の被測定者の脈波を検出するステップと、

検出した脈波を基に、被測定者の平均血圧を推定する平均血圧推定ステップと

被測定者の最低血圧を検出するステップと、

推定された平均血圧、検出された最低血圧および脈波の波形から前記被測定者の最高血圧を演算するステップとを含む、電子血圧計の血圧測定方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は電子血圧計およびその測定方法に関し、特に、最高血圧以上にカフを圧迫することなく最高血圧を精度良く算出可能な電子血圧計およびその測定方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

この発明に興味の有る血圧測定装置が特開平4-180728号公報等の開示されている。たとえば、特開平4-180728号公報によれば、カフ圧波形と動脈圧波形の類似性を利用して、カフ圧脈波波形の面積重心位置と最大振幅時のカフ圧を対応させて最低血圧から最高血圧を決定している。

【0003】

嶋津氏の論文である、"Idea to measure diastolic arterial pressure by volume oscillometric method in human fingers" Medical & Biological Engineering & Computing Sept. 1986 pp549-554 は、容積オシログラフで最高血圧と平均血圧を決定し、それを基に最低血圧を決定する方法を開示している。

【0004】

また、特公平5-58335号公報は最高血圧より低い圧力を使って最高圧力を外挿して求める方法を開示している。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

特開平4-180728号に示されるのは、カフ圧脈波と動脈圧波形の相似性を利用する測定方法であるがカフ圧脈波波形の面積的重心位置を最大振幅出現時のカフ圧と対応させており、測定原理の正当性に問題がある。

## 【0006】

また、嶋津氏の論文においては、指尖において光電センサで検出した容積脈波波形と血圧波形との相似性を利用して最高血圧の決定精度を向上させるものであり、カフ圧を最高血圧以上に圧迫する必要がある。

## 【0007】

特公平5-58335号に開示されているのは、最高血圧よりも低い圧力による圧迫で最高血圧を決定するものではあるが、最高血圧の算出式に実験的に求められた固定的定数を用いているため被験者個々の生理的な違いによるばらつきによる誤差の発生が問題である。

## 【0008】

この発明は上記のような問題を解消するためになされたもので、非侵襲でかつ精度が高い最高血圧を測定できる電子血圧計およびその血圧測定方法を提供することを目的とする。

## 【0009】

## 【課題を解決するための手段】

この発明にかかるカフを被測定者に取りつけてカフを加圧および減圧することにより、被測定者血圧を測定する電子血圧計は、カフの圧迫時の被測定者の脈波を検出する脈波検出手段と、脈波検出手段により検出した脈波を基に、被測定者の平均血圧を推定する平均血圧推定手段と、被測定者の最低血圧を検出する最低血圧検出手段と、推定された平均血圧、検出された最低血圧および脈波のの波形とから被測定者の最高血圧を演算する最高血圧演算手段とを含む。

## 【0010】

カフの圧迫時の被測定者の脈波を検出し、検出した脈波を基に、被測定者の平均血圧を推定するとともに、被測定者の最低血圧を検出する。推定された平均血圧と検出された最低血圧と脈波の波形に基づいて、脈波波形と動脈圧波形の類似性を根拠に被測定者の最高血圧を演算するため、最高血圧以上に加圧することなく、非侵襲でかつ精度高く、最高血圧を測定できる電子血圧計を提供できる。

## 【0011】

好ましくは、脈波検出手段は検出した脈波波形の特徴を示した波形パラメータ

を算出する波形パラメータ算出手段と、波形パラメータを用いて最低血圧を算出する最低血圧算出手段とを含み、平均血圧推定手段は脈波波形パラメータを用いて最高血圧以下でかつ最低血圧以上の任意の範囲に参考圧力点を決定する参考圧力決定手段を含み、参考圧力に基づいて、動脈内圧波形の平均値と相関する脈波波形パラメータによって推定平均血圧値を算出し、最高血圧演算手段は、最低血圧と推定平均血圧とを脈波波形の最小値と平均値とに対応させ、脈波波形の最大値点に対応する値を演算することによって、最高血圧を決定する。

#### 【0012】

電子血圧計は、参考圧力に基づいて、動脈内圧波形の平均値と相関する脈波波形パラメータによって推定平均血圧値を算出し、最低血圧と推定平均血圧とを脈波波形の最小値と平均値とに対応させ、脈波波形の最大値点に対応する値を演算して、その値を最高血圧とするため、最高血圧以上に加圧することなく、非侵襲でかつ精度高く、最高血圧を測定できる電子血圧計を提供できる。

#### 【0013】

好ましくは、動脈内圧波形に対する検出波形の歪み分が最高血圧の算出に与える誤差を打消すように波形パラメータ補正する波形歪み補正手段を備える。

#### 【0014】

動脈内圧波形に対する検出波形の歪み分が最高血圧の算出に与える誤差を打消すように補正されるため、動脈内圧波形との差異による血圧算出誤差を減少させることができる。

#### 【0015】

検出脈波と動脈内圧波形との違いは個々の脈波の検出方法に起因するため、それぞれの検出方法に固有の補正方法で歪補正を行なう。

#### 【0016】

波形歪み補正は、カフによる圧迫時の動脈内圧と血管容積の関係、すなわち動脈の弾性特性を表わす脈波波形パラメータに基づいて求めるのが好ましい。個人毎の動脈の弾性特性の違いによる歪を補正するため、より精度の高い測定が可能になる。

#### 【0017】



好ましくは、平均血圧推定手段は、脈波振幅が最大となるカフ圧を推定平均血圧値とする。

【0018】

一方、平均血圧推定手段は、脈波振幅包絡線の頂点部分の面積に基づいて演算により推定平均血圧値を決定してもよいし、脈波立上がり点付近の急峻さを表わす波形パラメータの特徴点に基づいて推定平均血圧値を決定してもよい。

【0019】

さらに好ましくは、カフ圧を変化させても脈波振幅変化が少ないカフ圧領域の有無を検出する振幅平坦部検出手段を備え、脈波振幅変化が少ないカフ圧領域内に前記推定平均血圧値が存在する場合に、平均血圧推定手段によって得た推定平均血圧値の一方または両方に基づいて最高血圧を決定する。

【0020】

その結果、脈波振幅変化が少ないカフ圧領域内に前記推定平均血圧値が存在する場合に、より適切な方法で平均血圧を推定することができる。

【0021】

さらに好ましくは、測定中に得られた複数拍の脈波波形毎に最高血圧を算出し、これら複数の最高血圧値の平均値を最終的な最高血圧値とする。

【0022】

一方、複数の脈波について脈波平均値を算出しておき、それぞれについて最高血圧を算出して平均値を求めてもよい。そうすれば、測定結果の安定性が向上し、より実用的である。

【0023】

測定中に得られた複数拍の脈波波形毎に最高血圧を算出し、これらの結果を脈波発生時のカフ圧範囲で複数のクラスに分類しクラス毎の平均値に重み付けした演算によって測定結果となる最高血圧値を決定してもよい。こうすれば、さらに安定した測定結果を提供できる。

【0024】

測定中に得られた複数拍の脈波波形毎に最高血圧を算出し、複数の最高血圧値の変動状態を数値あるいは図式的に表示してもよい。そうすれば、測定者は呼吸

性の血圧変動や不整脈による変動などを知ることができる。

【0025】

この発明の他の局面によれば、カフを被測定者に取りつけて前記カフを加圧および減圧することにより、前記被測定者血圧を測定する電子血圧計の血圧測定方法は、カフの圧迫時の被測定者の脈波を検出するステップと、検出した脈波を基に、被測定者の平均血圧を推定する平均血圧推定ステップと、被測定者の最低血圧を検出するステップと、推定された平均血圧、検出された最低血圧および脈波の波形から前記被測定者の最高血圧を演算するステップとを含む。

【0026】

推定された平均血圧、検出された最低血圧および脈波の波形から前記被測定者の最高血圧を演算するため、非侵襲でかつ精度が高い最高血圧を測定できる電子血圧計の血圧測定方法を提供することができる。

【0027】

【発明の実施の形態】

以下この発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

【0028】

図1はこの発明に係る電子血圧計の要部を示すブロック図である。図1を参照して、電子血圧計10は、血圧計本体11と、被測定者の測定部位に装着するカフ12と、カフ12による圧迫時の脈波を信号として検出する脈波検出部16とを含む。血圧計本体11は血圧計全体を制御する制御部24と、制御部24に接続され、カフ12を加圧するためのカフ加圧部13と、カフ12を減圧するためのカフ減圧部14と、カフ12の内圧力を検出する圧力検出部15と、測定した血圧を表示する血圧表示部22と、血圧計全体の操作を行なう操作部23とを含む。

【0029】

制御部24は、圧力検出部15に接続されたカフ圧脈波検出部17と、脈波検出部16に接続された脈波波形パラメータ算出部18と、参考圧力決定部19と、最低血圧算出部20と、最高血圧算出部21とを含む。参考圧力決定部19は、脈波波形パラメータを基に被測定者の平均血圧を推定する平均血圧推定部19

a と脈波波形の振幅平坦部を検出する振幅平坦部検出部 19 b とを含む。

【0030】

まず、この発明の測定原理について図1および図2を参照して説明する。図2はカフ12による加圧時の脈波の1周期分を示す図である。図2を参照して、脈波は振幅A<sub>m</sub>、平均A<sub>av</sub>の特性を有している。この脈波波形は動脈圧波形と類似していることが知られている。そこで、脈波波形検出部16等によって検出された脈波波形から脈波波形の最小値、平均値、および最大値を求める。一方、後に説明する何らかの方法で被測定者の平均血圧と最低血圧DBP (Diastolic Blood Pressure) を求めておく。これらをもとに、脈波波形の最小値と平均値とをそれぞれ、動脈圧波形の最低血圧と平均血圧とみなし、脈波の最大値に対応する動脈圧波形の値を演算で求めることによって、最高血圧値SBP (Systolic Blood Pressure) を求めることができる。

【0031】

最低血圧はオシロメトリック法等の通常の血圧測定方法を用いても最高血圧よりカフ圧を高くすることなく決定することができる。平均血圧はカフ圧を順じ上げていったときの脈波の最大振幅の位置で得られることは知られているため、これを用いてもよい。

【0032】

血圧測定において、最高血圧を求めるのに、所定の圧力以上の加圧をしないため、被測定者に従来のような苦痛を与えないで血圧の測定が可能になる。

【0033】

以下、電子血圧計10において血圧決定までの手順を図3に示したフローチャートを参照して説明する。

【0034】

図3を参照して、操作部23に設けられた図示の無い測定開始スイッチを押し下げることにより血圧測定を開始する。ここでカフ加圧部13により測定部位に装着されたカフ12を加圧する。

【0035】

測定方法は従来の血圧計と同様に徐々に加圧しながら測定する方法と、予め所

定の圧力まで加圧しておいて徐々に減圧しながら測定する方法が可能である。以下の実施の形態では、加圧しながら測定する方法を説明する。加圧測定と減圧測定のいずれの方法を用いてもよいし、また加圧または減圧の方法についてはどの方法を用いてもよい。

## 【0036】

測定を開始するとカフを徐々に加圧し（ステップST1、以下ステップを略す）、カフ12に圧迫された測定部位に発生する脈波を脈波検出部16によって検出する（ST2）。

## 【0037】

脈波検出部16としては、光電センサによる容積脈波の検出、脈動による血流変化に起因する生体の電気的インピーダンスを検出するインピーダンス脈波の検出、圧力センサを動脈上に押し当てて圧変化を検出する等さまざまな方法が存在するが、ここではどの方法を利用してもよい。

## 【0038】

また、これ以外にカフ12の圧力に重畳する脈動の微小変化をカフ圧脈波として検出する方法がある。この実施の形態においては、このカフ圧脈波を用いて説明する。カフ圧脈波は圧力検出部15によって検出した圧力信号に重畳するものであり、カフ圧脈波を使用すると脈波検出部16によって他の種類の脈波を検出することは不要である。したがって装置を簡略化でき電子血圧計を安価に構成できるメリットがある。

## 【0039】

カフ圧脈波検出部17で検出した脈波信号は、波形パラメータ算出部18に送られ脈波の波形的特徴量を表わす波形パラメータを算出する（ST3）。

## 【0040】

算出する波形パラメータは脈波の波高を表わす脈波振幅 $A_m$ 、脈波の面積平均を表わす脈波平均値 $A_{av}$ である。

## 【0041】

図4はこれらを示す図である。図4を参照して、脈波を面積平均 $A_{av}$ で切断したとき、その上部面積 $a$ は下部面積 $b+c$ と等しくなるように決められる。波

形パラメータの算出はカフ12への加圧を続けながらカフ圧脈波検出部17による脈波抽出毎に実施する。次に参考圧力決定部19で推定平均血圧を求める。

【0042】

図5はカフ12を加圧する過程で発生する脈波の様子を示す図である。図5に示すように、カフ12を徐々に加圧するとき脈波の振幅が最大になる点が存在する(ST4)。この脈波振幅 $A_m$ が最大となる時のカフ圧 $P_{cmax}$ を推定平均血圧とする。

【0043】

図6はカフ圧と脈波振幅の包絡線(脈波変動の最大値を結んだ線)との関係を示す図である。通常は図5に示すようにカフ圧が増加するに従って脈波の振幅が大きくなり、ピークを超えると振幅は減少するため最大振幅点の決定は容易である。

【0044】

しかしながら、そうはならない場合も存在する。たとえば、動脈硬化が進行しているような被測定者の場合、図6の実線で示すような台形型の脈波振幅包絡線を描くことがある。これは動脈の柔軟性が失われているために、一定の容積以上には動脈が膨らみにくくなり、動脈内圧に対してカフ圧が変化しても動脈の容積変化量が微小になるために発生する。動脈血管に十分な柔軟性がある場合は、動脈内圧に対してカフ圧が低ければ低いほど動脈容積が拡張して脈波振幅包絡線は波線で示したような波形となる筈である。この台形型の脈波振幅包絡線となる場合には、血圧変動などによって僅かな脈波振幅変化要因が加わると、図6に示すように振幅最大点が全く異なったカフ圧点になってしまうことになり、後の最高血圧算出に大きな誤差を発生させる要因となる。

【0045】

図7は脈波包絡線(A)と、その上部のみを切断した状態(B)を示す図である。最大振幅の脈波を検出後、最大振幅 $A_{mmax}$ の所定の割合 $m\%$ を下回る脈波振幅を検出するまでカフ12の加圧を続ける。検出した脈波振幅を脈波発生時のカフ圧と対応させてグラフ化すると図7(B)のカット部に示す脈波振幅包絡線を得ることができる。最大振幅値 $A_{max}$ の所定比率 $m\%$ の振幅レベルで脈波

包絡線をカットし、上方だけの形状を示したのがカット部である。このカット部形状の面積を所定の比  $S_1$  対  $S_h$  に分ける圧力点を平均血圧推定値  $EMAP$  (Estimated Mean Arterial Pressure) とする。図 7 (A) に示す最大振幅値を平均血圧とした場合に対して真の平均血圧との誤差を図 7 に示す  $\delta$  分だけ改善することができる。カットする比率  $m\%$  および面積比  $S_1$  対  $S_h$  は多数の脈波包絡線データから誤差を最小にするように決定することができる。その結果、図 6 に示すような波形変化をする場合に、推定した平均血圧が本来の平均血圧に大きくずれることを防ぐことができる。

## 【0046】

次に、真の最大振幅点を得るための別の方法について説明する。推定平均血圧の算出に脈波立上がり前後の急峻度を表わすパラメータ  $RT_s$  を考慮した場合について説明する。図 8 は脈波の変動状態を示す図である。図 8 を参照して、脈波振幅に対して約 10% のしきい値 ( $TH$ ) をクロスしてから次の脈波立上がりまでの時間の、脈波周期に対する比率 (%) を急峻度を表わすパラメータとして算出する。このパラメータはカフ圧を徐々に加圧していく過程で発生する脈波毎に図 9 に示すような変化をする。すなわち、最低血圧付近で最小値となり、加圧に従って徐々に増加し、最高血圧に達する前に最大値となる。この最小値から最大値までの所定の比率  $a$  対  $b$  に分割するしきい値  $TH$  によって決定されるカフ圧 (図中  $EMAP$  で示す値) を推定平均血圧値 ( $EMAP$ ) とする。

## 【0047】

このようにして、平均血圧値を求めることにより、より正確な最大血圧の演算が可能になる。

## 【0048】

次に推定平均血圧算出のさらなる変形例について説明する。ここでは振幅平坦部検出部 19b を用いる。振幅平坦部検出部 19b は、図 10 に示すように脈波振幅の変化量を脈波検出毎に順次算出し、所定の微小変化判定しきい値範囲  $\pm Th_c$  に所定の数の脈波が連続して入ったことを検出した場合、または脈波振幅の変化量が微小変化判定しきい値範囲  $\pm Th_c$  に入っている間のカフ圧の変化量  $pp_l$  が所定の圧力幅  $pp_w$  (判定圧力幅) を超えたことを検出した場合に、台形型脈

波振幅包絡線であると決定する。

【0049】

以上のように、この例では、台形型の頂点部で振幅変化が非常に小さくなることを検出する振幅平坦部検出部19bによって脈波包絡線が台形型であることを検出した場合に別の方法で平均血圧を推定することができる。

【0050】

上記のようにしてST4にて推定平均血圧を求めるが、図3に戻って、次にST5において推定平均血圧値が確定したかどうかを判定する。未確定ならば（ST5でNO）、加圧を継続しながら新たな脈波検出を実施する（ST2へ戻る）。確定した場合には、最低血圧を算出する（ST6）。

【0051】

最低血圧の算出はST5までに得た脈波振幅包絡線から従来のオシロメトリック法を用いて決定する。このオシロメトリック法では、平均血圧が求まると最低血圧が求まる。また、上記波形急峻度RTsを用いて決定することも可能である。この実施の形態における最低血圧の算出方法は、任意の方法を適用可能であり、方法を限定するものではない。

【0052】

次のST7では、波形平均算出部において脈波波形の平均値を算出する。図11は脈波波形の平均値を算出する方法を説明するための図である。脈波波形は図11に示すとおりであり、推定平均血圧以下の圧力で検出した任意の脈波について平均値を算出することが可能である。

【0053】

基本的には1つの脈波について算出し、これに基づいて最高血圧を算出可能である。一方、複数の脈波について脈波平均値を算出しておき、それぞれについて最高血圧を算出して平均値を求めてもよい。そうすれば、測定結果の安定性が向上し、より実用的である。したがって、本実施の形態では、推定平均血圧よりも低いカフ圧で検出されたすべての脈波に脈波平均値を算出する。

【0054】

脈波波形は周期Tsでサンプリングされたデジタル信号であるので、脈波平均

値は以下のように算出する。

【0055】

図11において、 $T_s$ はサンプリング周期、 $u_{i0} \sim u_{in}$ は脈波1周期分をサンプリングした値である。また、脈波1周期の時間を $T_{pi}$ とすると脈波1拍分の平均レベル $A_{AVi}$ は次式で算出される。

【0056】

【数1】

$$A_{AVi} = \sum_{j=0}^n u_{ij} \cdot T_s / T_{pi} \quad \dots(1)$$

【0057】

脈波波形平均値の算出を完了すると、図示の無い波形歪み補正部によって、波形補正を実施する。波形補正は検出した脈波波形と本来の動脈内圧波形との違いを補正するものであり、これにより動脈内圧波形との差異による血圧算出誤差を減少させることができる。

【0058】

検出脈波と動脈内圧波形との違い（波形歪み）は脈波の検出方法に起因する。一般的な非侵襲な脈波検出方法には上記した実施の形態で用いているカフ圧に重畳する脈動成分を取出す方法（カフ圧脈波）、脈動による血管の容積変化を光電センサや電氣的インピーダンス法により検出する方法（容積脈波）、歪みゲージなどの圧力センサを用いて動脈上部に押し当てて脈動によって伝達してくる圧力波形を検出する方法（圧脈波）などがある。

【0059】

脈波検出方法によって波形歪みの発生原因が異なるため、それぞれの検出方法に固有の補正方法が必要となる。

【0060】

脈波はカフ12により測定部位を圧迫した場合に、動脈内圧すなわち血圧がカフ圧より高い場合には動脈壁が拡張方向に動き、動脈内圧がカフ圧より低い場合には動脈壁は閉塞方向に動く。すなわち動脈容積が変化することにより発生する。この容積の拍動を容積脈波と呼ぶ。動脈内圧は心臓からの拍動により発生する



周期的な圧変化であり、これが血圧波形、すなわち動脈内圧波形である。

【0061】

カフ12より印加した圧力 $P_c$ と動脈内圧 $P_a$ の差が動脈壁にかかる圧力であり、この動脈壁にかかる圧力と動脈容積 $V$ との関係は管法則として知られている。

【0062】

容積脈波の発生は上記のように管法則によって説明されるが、動脈壁圧と容積の関係（以下、「 $PV$ 曲線」という）は動脈の弾性によって変化する。したがって被測定者毎に異なった関係となる。さらに、動脈の弾性は交感神経や副交感神経の影響を受けて変化する。つまり急激な温度差のある環境に置かれたり、精神的なストレスを受けたりすると、動脈の弾性は変化する。この動脈弾性変化は脈波波形に影響するため脈波平均値が変化することになる。その結果最高血圧の値を変化させて誤差の原因となる。以下に示すように、この動脈の弾性パラメータを測定時の脈波パラメータから検出して最高血圧算出誤差を補正するのが好ましい。個人毎の動脈の弾性特性の違いによる誤差を補正するため、より精度の高い測定が可能になる。

【0063】

ST8の波形の変形補正ステップでは、上記血管弾性の変化による最高血圧算出値への影響を、動脈弾性パラメータを用いて減少させる。動脈弾性パラメータは脈波波形の傾きを計測することで決定する。

【0064】

波形補正の一例を図12を参照して説明する。図12を参照して、脈波立上がり時点を起因として所定の2つの時刻（ $t_1$ 、 $t_2$ ）間で脈波振幅の変化量 $\Delta A_m$ とし、その脈波の最大振幅を $A_m$ とすると1脈波内で正規化した脈波波形傾き量 $\Delta A_m r$ は以下のように計算できる。

【0065】

【数 2】

$$\Delta A_{mr} = \frac{A_{mr} \cdot T_{pi}}{A_m \cdot (t_2 - t_1)} \quad \dots (2)$$

【0066】

図13 (A) は動脈壁の圧力、すなわち [動脈内圧 (P<sub>a</sub>) - 動脈外圧 (P<sub>c</sub>) ] によって動脈容積が変化する様子を示す P V 曲線である。この曲線の傾き d V / d P を図13 (B) に示す。

【0067】

動脈が硬いほど P V 曲線は a → b → c と変化する傾向にあり、その傾き d V / d P は a' → b' → c' で示すように動脈が硬くなるほど大きくなる。したがって、脈波波形から求めた傾き量 Δ A<sub>mr</sub> は動脈が硬いほど増加する傾向にある。

【0068】

一方、柔らかい動脈 (a) 時に観測される容積脈波波形を図13 (C) に、硬い動脈 (c) 時に観測される容積脈波波形を図13 (D) に示す。動脈内圧波形は図13 (C)、(D) と同じであるが、動脈硬さすなわち P V 曲線の違いによって観測される容積脈波に違いが発生する。図示した動脈内圧波形の平均位置は、容積脈波波形の図中 a<sub>m</sub> の位置に投影される。すなわち、動脈が硬いほど、観測する脈波の高い位置に真の平均位置が投影されることになる。

【0069】

上記理由により、脈波傾き量 Δ A<sub>mr</sub> を用いて補正係数 α を次のように決定する。

【0070】

【数 3】

$$\alpha = A \cdot \exp \left( \frac{\Delta A_{mr}}{B} \right) \quad \dots (3)$$

【0071】

次に最高血圧決定部 11 において上記推定平均血圧値 E M A P、最低血圧 D B

P、波形平均値  $A_{AV}$ 、補正係数  $\alpha$  によって最高血圧を決定する (ST9)。

【0072】

【数4】

$$SBP = A_m \cdot \alpha \cdot \frac{EMAP - DBP}{A_{AV}} + DBP \quad \dots (4)$$

【0073】

最高血圧の算出は推定平均血圧よりも低いカフ圧で検出した任意の脈波に対して可能である。

【0074】

上記実施の形態では検出したすべての脈波について最高血圧値を算出し、平均値を測定結果として用いる方法を説明したが、それ以外に脈波が発生したカフ圧によって分類したクラス毎に平均を求め、これら重み付け平均することによって求めてもよい。この場合の測定手順を模式化した図を図14に示す。こうすれば、さらに安定した測定結果を提供できる。

【0075】

この場合の測定結果に基づく最高血圧は、次の式で求める。

$$\text{最高血圧} = (k1 \times SBP1 + k2 \times SBP2) / (k1 + k2) \quad \dots (5)$$

ここで、SBP1、SBP2は各クラスの最高血圧であり、引例k1およびk2は所定の定数である。

【0076】

さらに、上記複数の最高血圧値の最大値と最小値、または標準偏差  $\sigma$  あるいは  $2 \times \sigma$  等のばらつきを示す値を算出し、血圧変動範囲として決定する血圧変動範囲決定部の出力を表示してもよい。そうすれば、測定者は呼吸性の血圧変動や不整脈による変動などを知ることができる。

【0077】

図15は測定結果の血圧表示部22への表示例を示す図である。図15に示すように、最高血圧および最低血圧を、最高血圧について範囲を示して表示してもよいし(A)、最高血圧について最大、平均および最小を個別に表示してもよい

し(B)、グラフ化して表示してもよいし(C)これらを選択できるようにしてもよい。

【0078】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【図面の簡単な説明】

【図1】 電子血圧計の要部を示すブロック図である。

【図2】 この発明にかかる電子血圧計の血圧検出原理を説明するための図である。

【図3】 電子血圧計の測定手順を示すフローチャートである。

【図4】 脈波波形の平均値を示す図である。

【図5】 カフを加圧する過程で発生する脈波波形を示す図である。

【図6】 台形型の脈波包絡線を示す図である。

【図7】 脈波包絡線が台形の場合の推定平均血圧を算出する手順を示す図である。

【図8】 脈波の立ち上がり前後の急峻度を表すパラメータを求める手順を説明するための図である。

【図9】 脈波の立ち上がり前後の急峻度を表すパラメータの変化状態を示す図である。

【図10】 カフ圧と脈波振幅変化量との関係を示す図である。

【図11】 脈波平均レベルを算出する手順を説明するための図である。

【図12】 動脈弾性パラメータの決定手順を説明するための図である。

【図13】 動脈の硬さと脈波波形傾き量との関係を示す図である。

【図14】 この発明の他の実施の形態を説明するための図である。

【図15】 電子血圧計の表示部への表示例を示す図である。

【符号の説明】

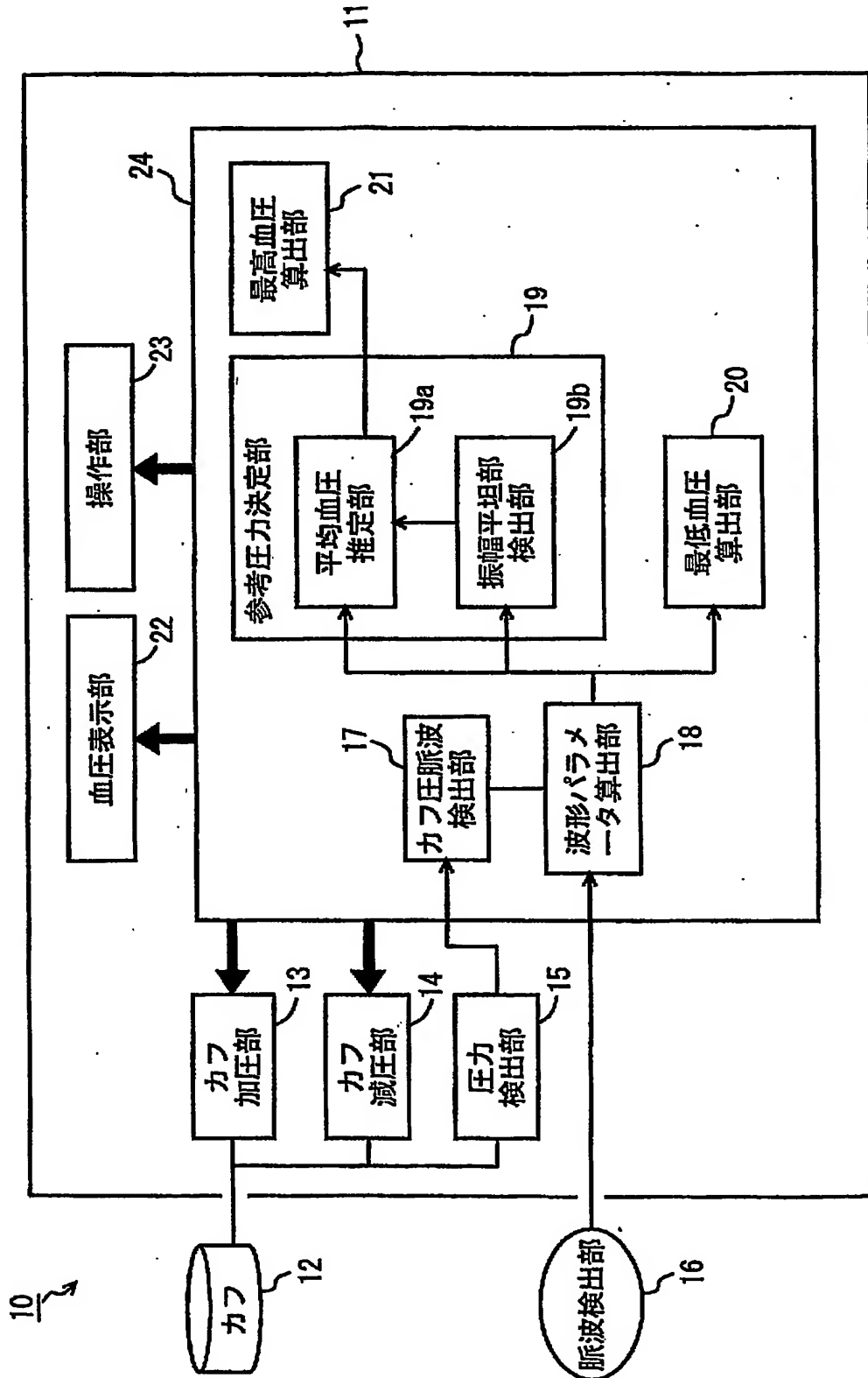
10 電子血圧計、11 本体、12 カフ、13 カフ加圧部、14 カフ

減圧部、15 圧力検出部、16 脈波検出部、17 カフ圧脈波検出部、18  
波形パラメータ算出部、19 参考圧力決定部、19a 平均血圧推定部、1  
9b 振幅平坦部検出部、20 最低血圧算出部、21 最高血圧算出部、22  
血圧表示部、23 操作部、24 制御部。

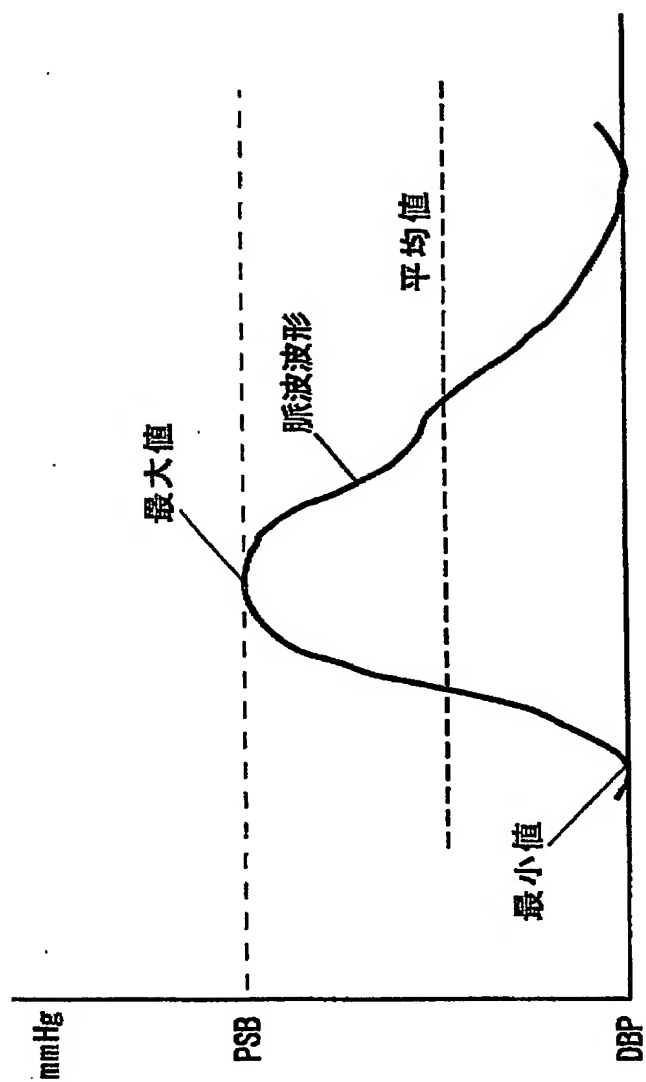
【書類名】

図面

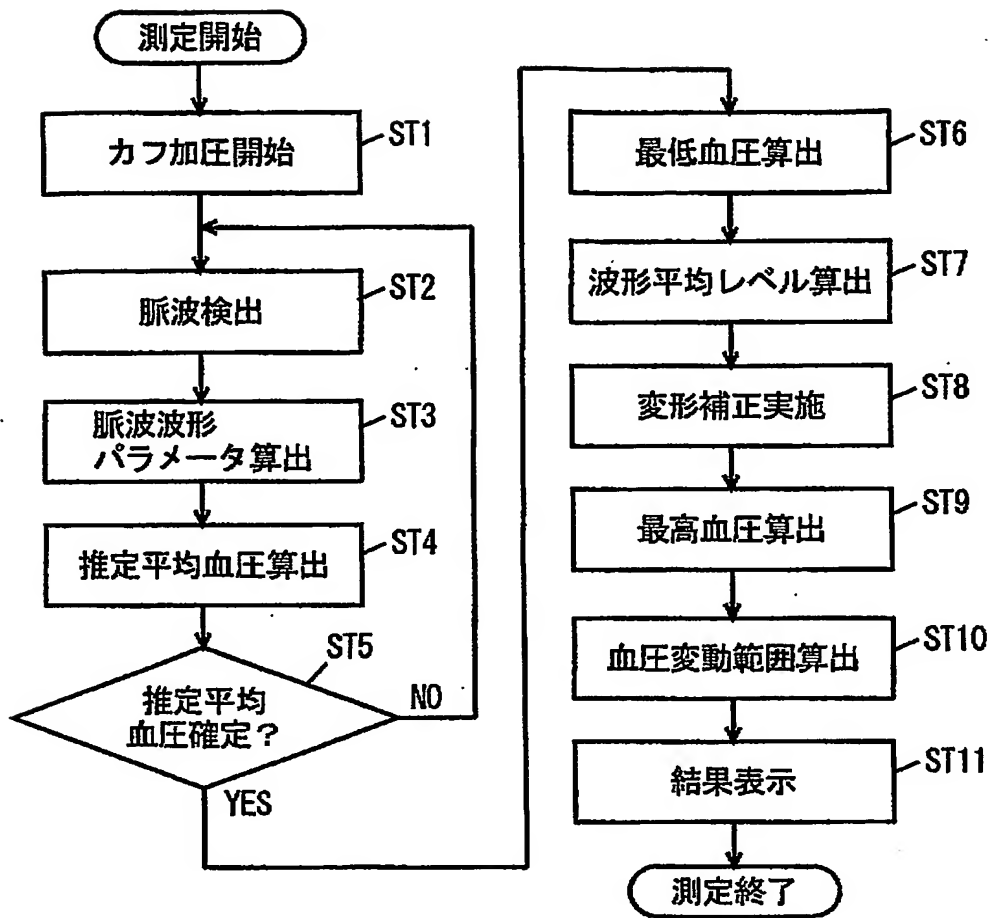
【図.1】



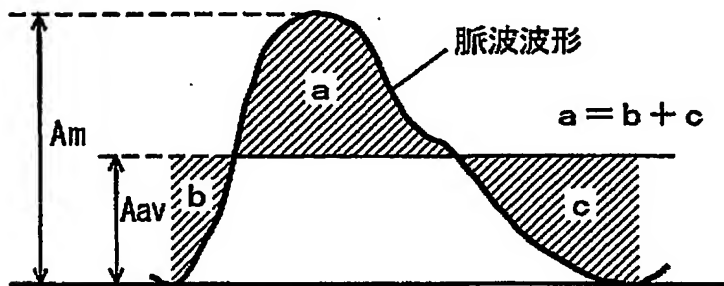
【図2】



【図 3】

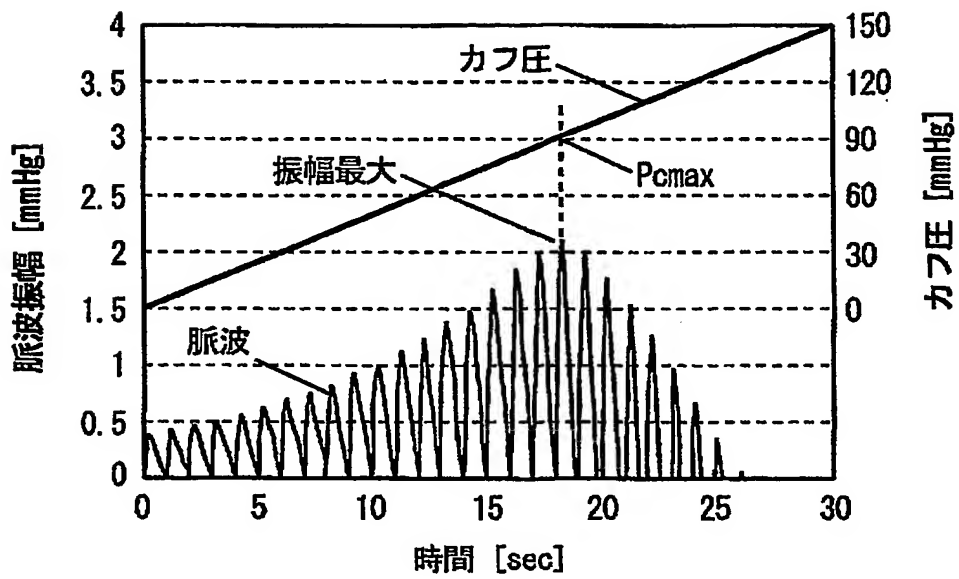


【図 4】

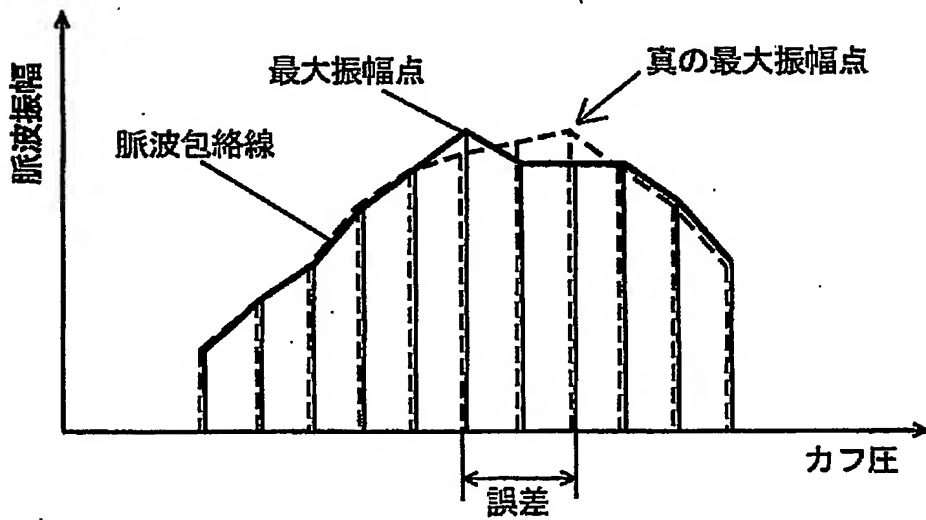




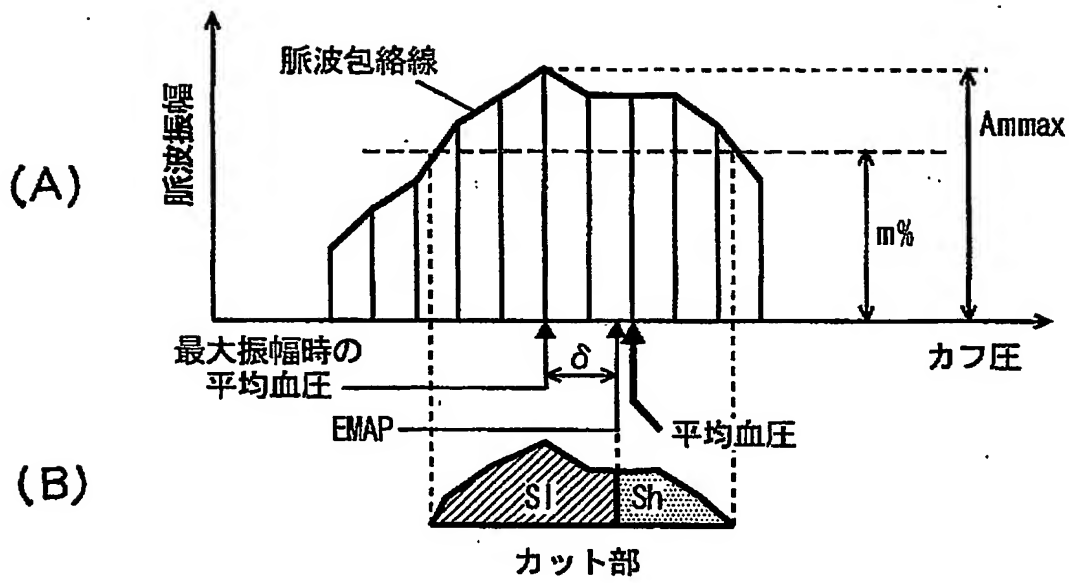
【図 5】



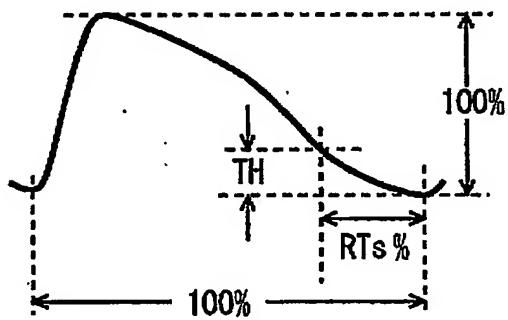
【図 6】



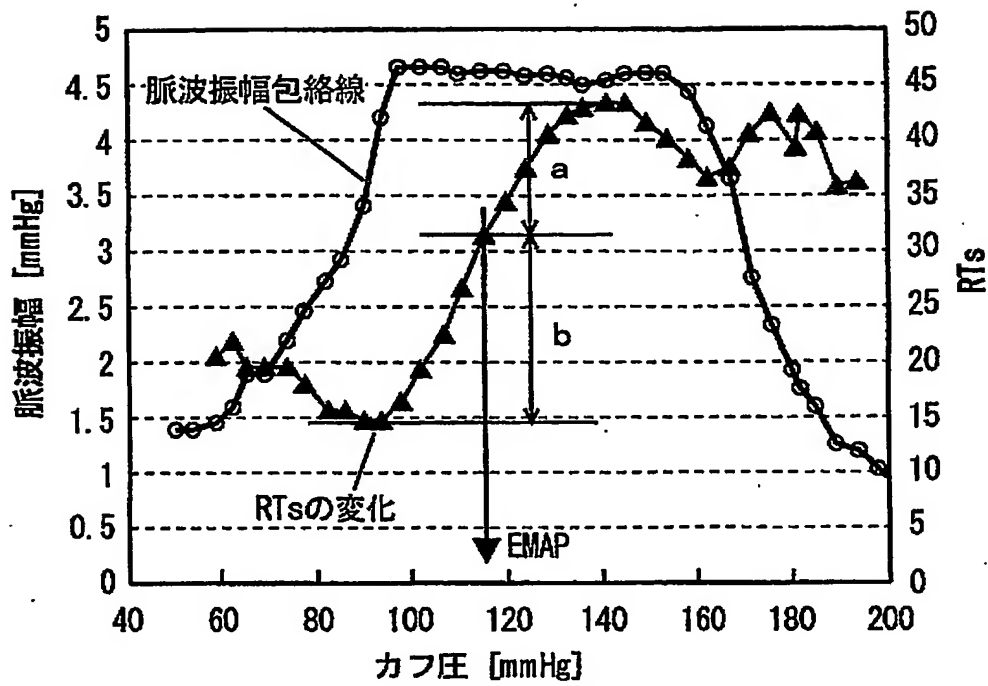
【図 7】



【図 8】

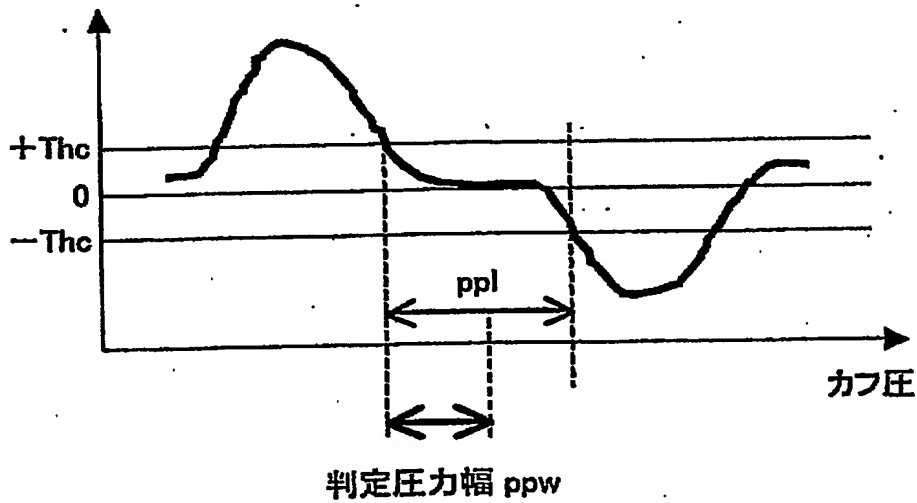


【図 9】

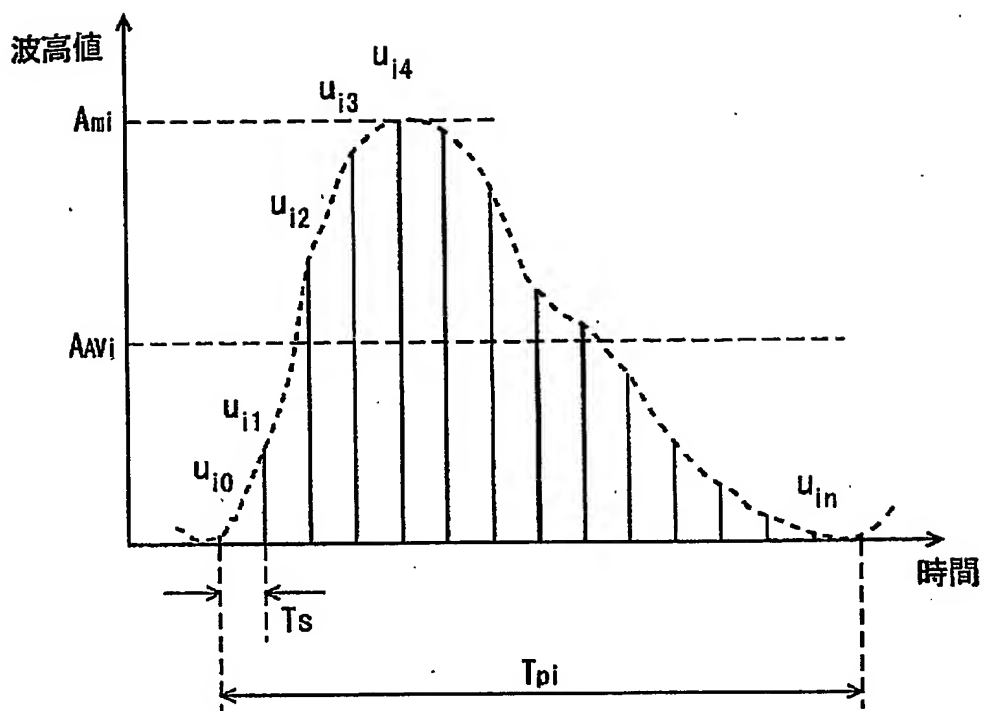


【図 10】

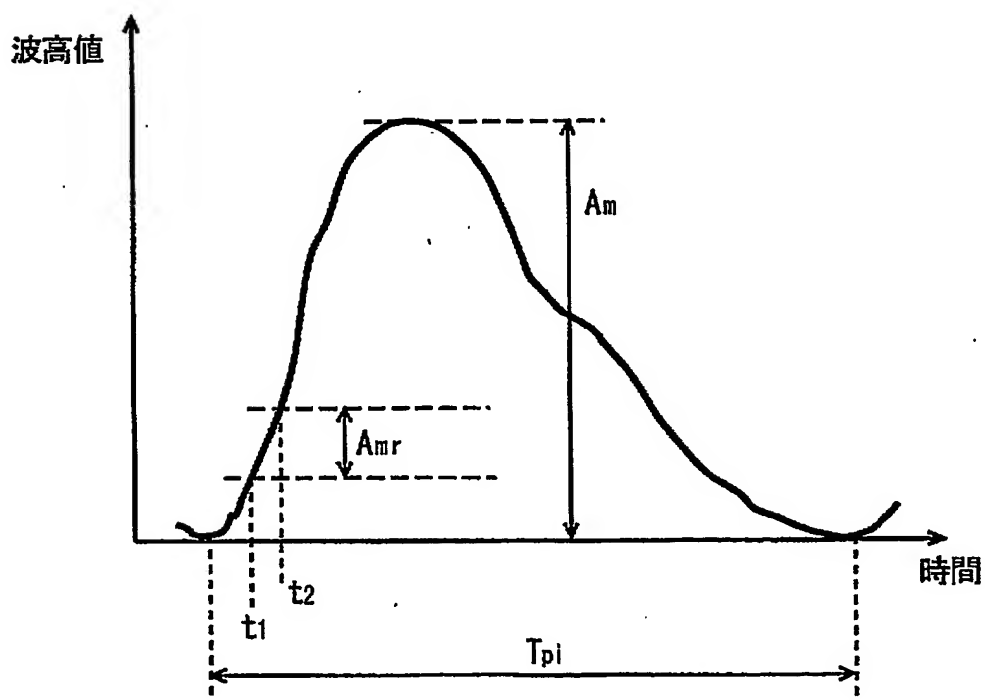
脈波振幅変化量



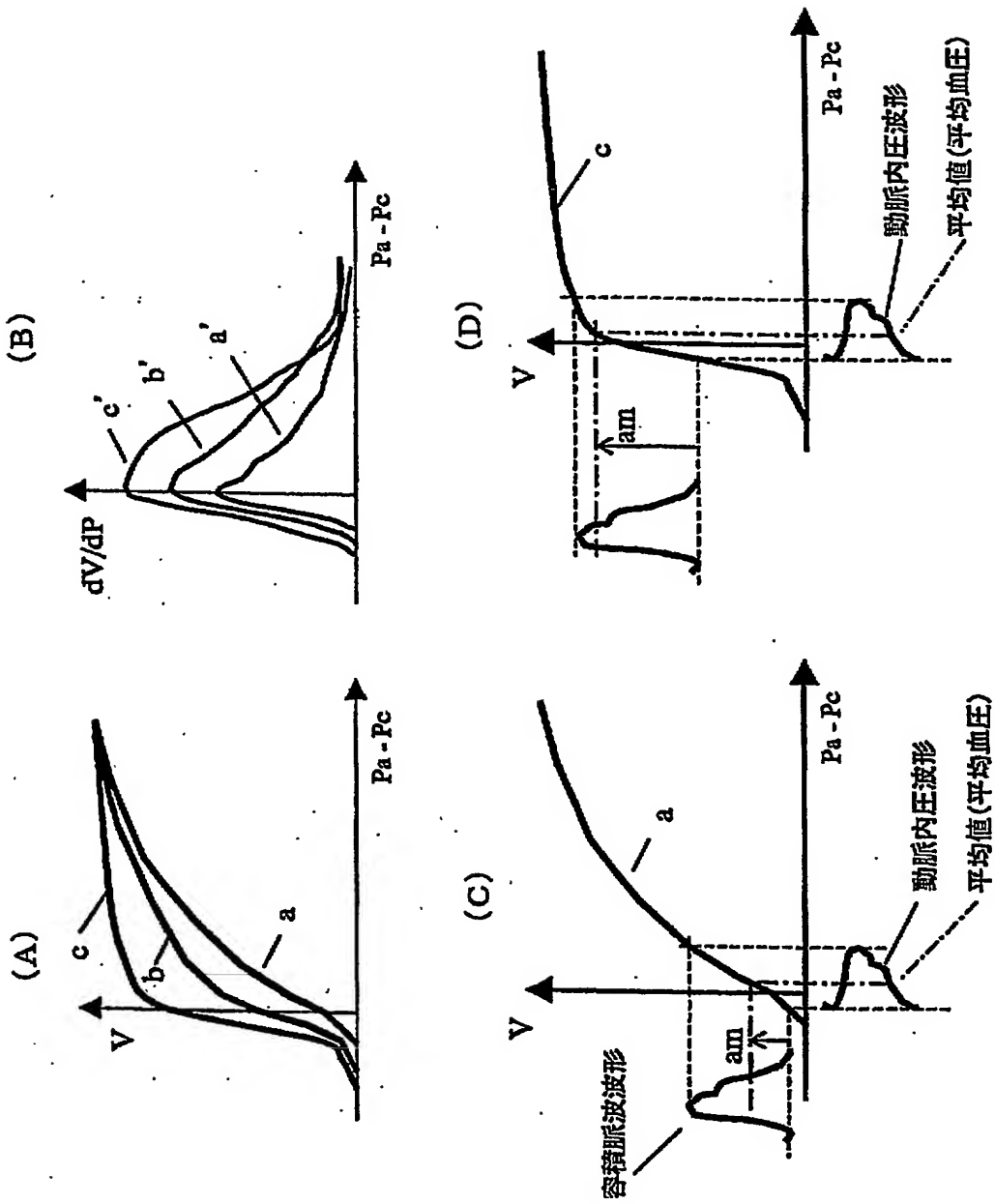
【図 1 1】



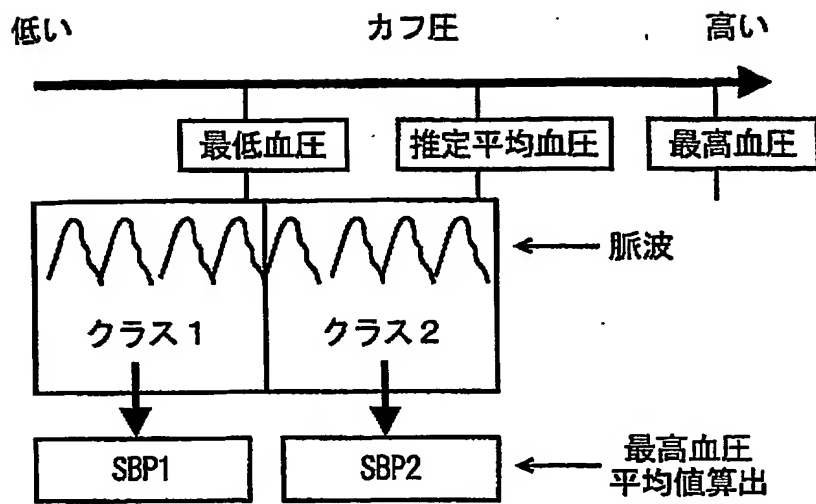
【図 1 2】



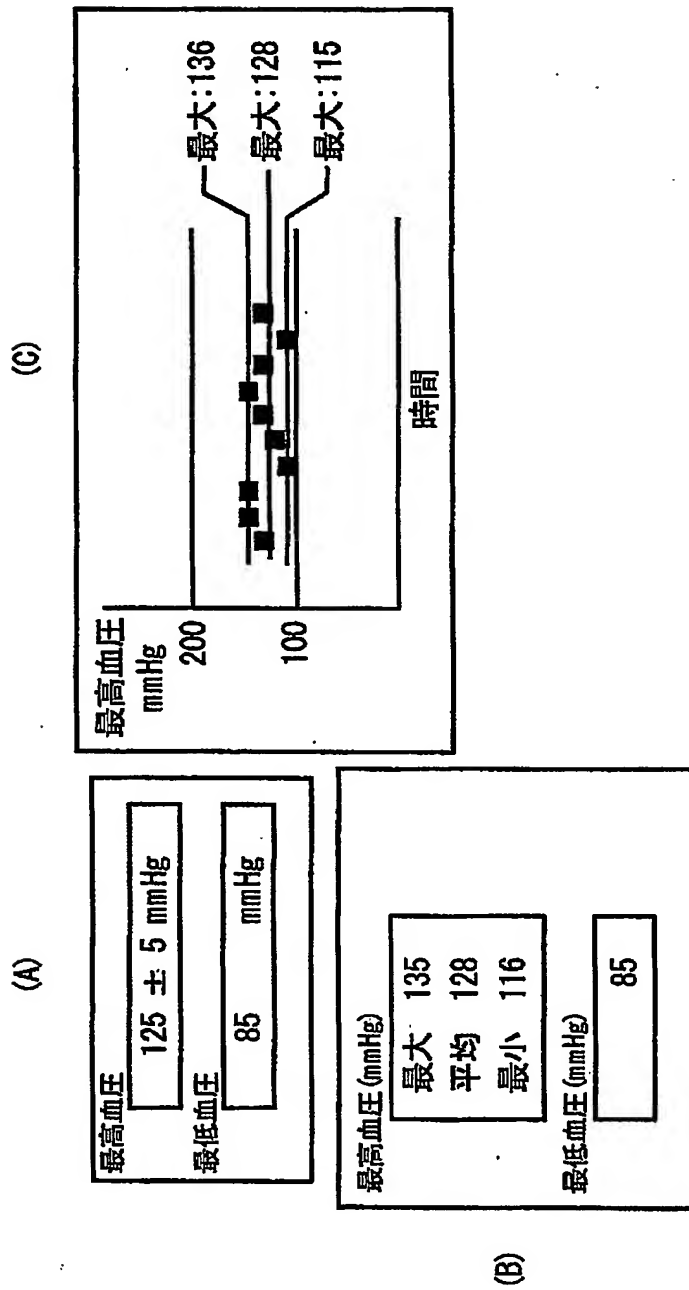
【図13】



【図 14】



【図 15】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 最高血圧以上に加圧することなく精度の高い最高血圧測定が可能な電子血圧計を提供する。

【解決手段】 オシロメトリック法またはその他の方法でまず平均血圧と最低血圧を決定する。血圧そのものをあらわす動脈圧波形とカフによる圧迫時に発生する脈波波形とは類似性がある。この類似性に基づいて、カフ圧迫時（S T 1）の脈波を検出し（S T 2）その最大振幅から平均推定血圧を求め（S T 3、S T 4）この平均推定血圧と脈波波形の最小値とをそれぞれ平均血圧と最低血圧とみなして（S T 6、S T 7）、脈波波形の最大値から最高血圧を演算で求める（S T 9）。

【選択図】 図 3



出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[000002945]

1. 変更年月日 2000年 8月11日

[変更理由] 住所変更

住 所 京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地

氏 名 オムロン株式会社